



(19) RU<sup>(11)</sup> 2 063 199<sup>(13)</sup> C1  
 (51) Int. Cl.<sup>6</sup> A 61 F 9/007, A 61 N 1/18

RUSSIAN AGENCY  
 FOR PATENTS AND TRADEMARKS

(12) ABSTRACT OF INVENTION

(21), (22) Application: 4752470/14, 02.11.1989

(48) Date of publication: 10.07.1996

(71) Applicant:  
 Gus'kov Aleksandr Robertovich,  
 Vasil'ev Aleksandr Ivanovich,  
 Okovilov Viktor Vasil'evich,  
 Kapitanov Evgenij Nikolaevich

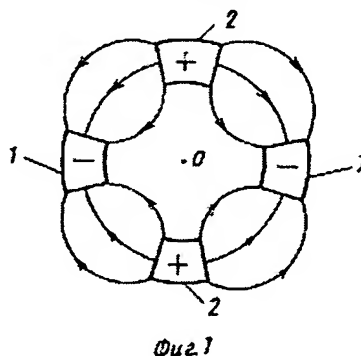
(72) Inventor: Gus'kov Aleksandr Robertovich,  
 Vasil'ev Aleksandr Ivanovich, Okovilov Viktor  
 Vasil'evich, Kapitanov Evgenij Nikolaevich

(73) Proprietor:  
 Gus'kov Aleksandr Robertovich,  
 Vasil'ev Aleksandr Ivanovich,  
 Okovilov Viktor Vasil'evich,  
 Kapitanov Evgenij Nikolaevich

54) Method for Exposure of the Ciliary Muscle to Electrical Stimulation, Electrostimulator of the Ciliary Muscle for Treatment of Accommodation Disorders and Electrode Device

(57) Abstract:

FIELD: medical equipment; ophthalmology.  
 SUBSTANCE: electric influence is carried out due to torus-shaped field in alignment with ciliary muscles. device has generator, decoupler, electrodes and unit for inspecting condition of electrodes. Electrodes are made in form of a case, onto internal surface of which the contact members are disposed. The members are connected with current-supply wires. Contact members may be disposed in align. EFFECT: reduced hazardous effect onto surrounding tissues; reduced time for cure. 14 dwg



RU 2 063 199 C1

RU 2 063 199 C1

The invention pertains to medical technology, specifically to methods and devices for treatment of diseases of the eye.

Accommodation disorders are a frequent complaint of young working-age persons, whose occupation is associated with prolonged visual stress. These disorders appear most often in operators of image converter devices, assemblers in the watch and electronics industry, pilots, vehicle drivers, etc.

A method is known for treating accommodation disorders, especially farsightedness, by electrical stimulation of the ciliary muscle, according to which exposure occurs through an electrode implanted in the eye near the ciliary muscle (1). However, this method requires surgical intervention, as a result of which it is traumatic. Moreover, the implanted stimulation system does not provide full comfort to the patient, since the electrode is situated in the eye and is connected to the stimulator, positioned outside of the eye, through a current-conducting wire, which hampers movement of the eye.

A system is known for preventing or treating open-angle glaucoma and senile farsightedness, containing a pulse generator connected to an electrode (1). A shortcoming of this device is that it does not permit creation of a uniform non-traumatic effect on the ciliary musculature, and also does not ensure monitoring of the condition of the electrode, which can lead to ineffective exposure.

An electrode device is known, containing a dielectric housing in the form of a spherical zone, on whose inside surface two contact elements (2) are situated. The drawback of this device is that the electric field created by the contact elements does not enclose the ciliary muscle uniformly enough for the aforementioned reasons, which reduces the effectiveness and treatment time, and also passes through neighboring structures of the eye and can cause undesired changes in them.

The objective of the invention is to reduce trauma and the periods for performing the procedure by increasing localization and uniformity of exposure, and also accomplishing differential monitoring of the state of the electrodes.

This objective is achieved in that, in the method for exposing the ciliary muscle, which consists of creating a pulsed electric field passing through the ciliary muscle, a toroidal electric field is created coaxially with the ciliary muscle.

The electric field can be created by annular sequential positioning of sign-variable poles. Correction of the shape of the electric field can be accomplished by positioning current-conducting plates between the poles.

The electric field can be created by coaxially positioned poles of opposite sign and can create a focusing field between poles.

The electric field can be created by an electrically conducting medium. The electric field can be created in that the vectors of a piecewise linear approximation are positioned at acute angles to the tangent of the generatrix of the ciliary musculature.

This objective is also achieved in that the electrical stimulator for treatment of accommodation disorders, containing a pulse generator and two electrodes, additionally contains electrodes, a splitter connected between the electrical stimulator and electrodes and a monitoring unit of the state of the electrodes connected between the splitter and the electrical stimulator.

The splitter can be designed in the form of a group of resistors that are connected to the current-conducting lines.

The unit for monitoring the state of the electrodes can be designed in the form of two channels connected to a multiplexer, whose inputs are connected between the resistors of the divider and the electrodes, each of the channels containing a series-connected dividing transformer, filter and trigger circuit.

The unit for monitoring the state of the electrodes can also be designed in the form of a series-connected amplifier unit, whose outputs are connected between the resistors of the splitter and the electrodes, multiplexer, analog-digital converter (ADC) and a galvanic decoupling unit, the synchronizing output of which is connected to the second inputs of the ADC and multiplexer. The pulse generator can contain a series-connected digital-analog converter (DAC) and an output cascade, microcomputer, interface, which is connected to the inputs of the DAC, control panel, imaging unit and second input of the output cascade.

The unit for monitoring the state of the electrodes can also be designed in the form of band filters, whose outputs are connected through the windings of dividing transformers to the inputs of an adder, whose output is connected to the trigger circuit, in which the input windings

of the dividing transformers are connected through capacitors and directly between the resistors of the splitter and the electrodes.

This objective is also achieved in that, in the electrode device, containing a dielectric housing in the form of a spherical zone, on whose inside surface contact elements are situated, the contact elements are arranged so that more than two planes can be passed through them, relative to which they are positioned in mirror-image fashion.

The electrode device can contain four contact elements arranged in series, every other one of which is connected to the current-conducting lines.

In the electrode device, current-conducting elements can be situated between the contact elements connected to the current-conducting lines.

The contact elements in the electrode device can be connected to the current-conducting lines through resistors.

The boundaries of the contact elements in the electrode device on the axial side of the housing, connected to different current-conducting lines, can be situated at unequal spacings from the axis of the housing. The contact elements can be situated coaxially. The contact elements can be formed as a ring. Additional contact elements can be positioned between the contact elements, every other one of which is connected to different contact elements. One contact element can even be designed undulating. The contact elements can be made parallel and undulating.

The electrode device can contain a transparent cover installed in the central part of the housing.

Analysis of the differences of the claimed technical solutions relative to the prior art, with other solutions from all areas of science and engineering, did not reveal technical solutions that coincide with them in terms of design and properties, which permits the conclusion that it corresponds to the criterion of the invention "significant differences".

The essence of the invention is explained with drawings.

Fig. 1 shows the distribution of electric field in a four-electrode scheme; Fig. 2 shows the distribution of electric field when current-conducting plates are positioned between poles; Fig. 3 shows the distribution of electric field with coaxial arrangement of the poles; Fig. 4 shows the distribution of electric field during creation of an additional focusing field; Fig. 5 shows a structural diagram of the device for treating accommodation disorders; Fig. 6 shows a functional diagram of the splitter and the unit for monitoring the state of the electrodes; Fig. 7 shows a functional diagram of the splitter and the unit for monitoring the state of the electrodes, which ensures the possibility of rheographic studies; Fig. 8 shows a functional diagram of a pulse generator; Fig. 9 shows a functional diagram of the splitter and unit for monitoring the state of the electrodes when sinusoidal probing pulses are used; Fig. 10 shows the design of the electrode device, seen from the top and in cross section along A-A; Fig. 11 shows the electrode device with annular contact elements, seen from below and in cross section; Fig. 12 shows the device with additional contact elements; Fig. 13 shows the device with one undulating contact element; Fig. 14 shows the device with two parallel undulating elements.

The method of exposing the ciliary musculature is accomplished as follows.

Before applying the electrodes to the eye, anesthetizing premedication is carried out, for example, with a 0.5% dicaine solution. The electrodes are positioned symmetrically relative to the optical axis of the eye, which is also the axis for the ciliary musculature.

In forming a toroidal electric field with annular, series positioning of sign-variable poles 1, 2, the electrodes are positioned according to Fig. 1. Poles 1 or 2 of the same sign with this positioning are diametrically opposite, which rules out passage of the electric field through the center, in which the lens and anterior chamber of the eye are located. The electric current from poles 1 to poles 2 mostly passes along a peripheral line, on which the electrodes are located. When the current passes through the eye, a toroidal electric field is formed that most effectively exposes the ciliary muscle, since exposure is localized mostly to adjust the region where the latter is located.

For correction of the depth of penetration of the electric field between poles 1, 2, current-conducting plates 3 are positioned (see Fig. 2), the electrical conductivity of which is much greater than that of the eye tissues, which promotes passage of part of the current through them, which promotes a reduction in depth of penetration of the field and its localization in the ciliary muscle.

The toroidal electric field can also be created by coaxially positioned poles 4, 5 (see Fig. 3), which are situated coaxially with the axis of the eye. This position fully rules out passage of current through the lens and anterior chamber of the eye. To control the depth of penetration of the electric field into the eye between poles 4, 5, poles 6, 7 are situated (see Fig. 4), by means of which an equipotential focusing field is formed, the highest effectiveness of which appears during exposure through an electrically conducting medium situated between the electrodes and the eye, where the focusing field eliminates passage of the electric stimulation current through the electrically-conducting medium. Exposure of the eye through the electrically-conducting medium improves contact of the electrodes with the tissue and stabilizes the transitional resistance of the electrode-tissue, and also rules out mechanical damage to the surface of the eye by the electrodes. To achieve a more uniform exposure of longitudinal and transverse fibers of the ciliary muscle, the electric field is created so that the vectors of the piecewise linear approximation would be situated at acute angles to the tangent of the generatrix of the musculature. This can be accomplished by situating poles 1, 2 of different sign at a different distance from the axis of the eye, in which case the current does not pass along the fibers of the muscles and the uniformity of exposure of the longitudinal and transverse fibers of the ciliary muscle is increased.

Example 1. Patient N. 29 years old. A reduction in visual acuity of the left eye to 0.4, as a result of myopia at 1.0 diopter, was found. Four electrodes were positioned on the sclera around the cornea, the opposite electrodes being connected to poles of the same sign. The electrodes were positioned in the projection of the ciliary muscle. By smoothly increasing the amplitude of the stimulating pulses, the appearance of "jolts" beneath the electrodes in the patient was achieved. It should be pointed out here that the current amplitude of the pulses with identical sensations of the patient in the four-electrode exposure was 0.7 (0.5-7.0 mA) of the current amplitude during two-electrode exposure. This indicates an increase in localization of the stimulating electric field in the muscle. Ten sessions were performed, the time of the first session being set at 3 minutes and the subsequent ones at 5 minutes. Visual acuity after treatment rose by a factor of 2 and amounted to 0.8. The accommodation volume increased from 6.0 diopters to 8 diopters. During a control examination after 6 months, the data were the same as after treatment. During performance of stimulation, the presence of the stimulating electric field on the cornea was monitored by additional electrodes of the measurement amplifier. The electric field was not detected in the center of the cornea, and, on the edge, the amplitude of the signal was 0.2-0.3 of the voltage amplitude on the stimulating electrodes. During two-electrode stimulating in the center, the signal was equal to 0.5 and on the edge to 0.8 of the voltage amplitude on the stimulating electrodes.

Example 2. Patient A. 20 years old. He wore glasses from age 3 for farsightedness of 6.0 diopters and recently noted a sharp reduction in visual acuity in both eyes in near and far vision. 15 sessions of stimulation were conducted with coaxially positioned electrodes. As a result, the visual acuity of both eyes in far vision rose from 0.09 to 0.6 without correction and in near vision from 0.1 to 0.4.

In comparison with two-electrode exposure, the amplitude is 0.55. An electric field, at a level of 0.1 of the voltage amplitude of the stimuli, was not detected on the cornea.

The electrical stimulator of the ciliary muscle for treatment of accommodation disorders contains (Fig. 5) pulse generator 8, electrodes 9, splitter 10, connected between generator 8 and electrodes 9, and also unit 11 for monitoring the state of the electrodes, connected between the splitter 10 and generator 8. The generator contains (Fig. 6) microcomputer 12, connected to imaging unit 13, control panel 14 and output cascade 15, directly and through digital-analog converter 16 (DAC). An information line from unit 11 also goes to the input-output ports of the microcomputer 12 and current-conducting lines 17, 18 are connected to the output cascade 15. The splitter 10 (Fig. 7, Fig. 8) contains groups of resistors 20, connected between the current-conducting lines 17, 18 and electrodes 9. The unit for monitoring the state of the electrodes (Fig. 7), which ensures only monitoring of contact of the electrodes 9 with the eye tissues, contains channels, consisting of dividers 21, filters 22 and trigger circuits 23, whose outputs are connected to the inputs of multiplexer 24. To ensure the possibility of conducting rheographic measurements, unit 11 can be designed in the form of a series-connected unit 25 of amplifiers, multiplexer 26, analog-digital converter 27 (ADC) and galvanic decoupling unit 28 (Fig. 8). During performance of measurements of the state of the electrodes 9 on sinusoidal currents, unit 11 can contain (Fig. 9) band filters 30, which are connected to the input of the trigger circuit 23 through transformer windings 21 and adder 31.

The electrode device (Fig. 10) contains dielectric housing 32 with contact elements 33 on the inside surface, every other one of which is connected to the current-conducting lines 17, 18. Current-conducting elements 34 can be arranged around the periphery between the contact elements. The contact elements 33 can be connected to current-conducting lines 17, 18 through resistors 20. The contact elements 33 can be made of stainless steel and the housing 32 of polystyrene, in which it contains a transparent cover 35 that ensures retention of moisture on the cornea and visual control during positioning of the electrode. Elements 33 can be attached flush

with the surface of housing 32. Resistors 20 can be situated on housing 29 and the electrode device is then connected directly to the current-conducting lines 18, 17.

The electrode device (Fig. 11) contains an internal contact element 36 and an external contact element 37, which are situated on the inside surface of the dielectric housing 38, made in the form of a spherical zone. The contact elements 36, 37 (Fig. 12) can be connected to the additional contact elements 39, which are situated between elements 36, 37. The contact elements 36, 37 can be made (Figures 13 and 14) undulating. Housing 32, 38 is closed with cover 35, 40, which rules out drying up of the cornea.

The device operates as follows.

Housing 32, 38 is positioned on the sclera of the eye, coaxial with the pupil, in which case, based on the anatomical structure of the eye, coaxial positioning of elements 33, 36, 37 relative to the ciliary muscle is achieved. A pulse current, ensuring electrical stimulation of the ciliary muscle, is supplied to elements 33, 36, 37. Analysis of the electric field distribution in the tissues of the eye permits evaluation of its effect on different structures of the eye.

Additional contact elements 39 or making one or two elements 36, 37 undulating permits creation of an electric field in the muscle, whose direction will have different angles relative to generatrix "a", which permits more uniform exposure of the transverse and longitudinal fibers of the ciliary muscle.

Considering the condition of equality of the areas during bipolar exposure, the areas of elements 36, 37 must be chosen equal. This can be achieved by making elements 36, 37 the same width, but element 36 can be made undulating (Fig. 13). During distribution of the electric field for coaxial positioning of the annular elements 35, 37 in one plane, the electric field in this case is symmetric relative to the annular generatrix drawn at equal distance from elements 36, 37 on the sclera of the eye. Owing to the fact that the diameter of the ring formed by element 36 (I) is less than the diameter of the ring formed by element 37 (L), the electric field relative to the generatrix will not be symmetrical, but will be "flattened" around element 36 and "widened" around element 37. Thus, the electric field in the zone of element 36 will depart somewhat from the axis of the eye, which reduces the amount of current passing through lens (X) and anterior chamber of the eye (K), in which the percentage of current passing through the ciliary muscle (M) will be significant and uniform, since elements 36, 37 are situated above the ciliary muscle.

Analysis of the aforestated permits the conclusion that the distinguishing features of the proposal exhibit different properties, namely: creation of an asymmetrical electric field relative to the known solutions. After engagement of the power supply of the device, the microcomputer 12 is set in the “zero” state, in which the stimulating pulses are not formed. After the power supply is engaged with control panel 14, the formation mode of the microcomputer 12 assigns the parameters of stimulation, namely:

- duration of the burst and the pause;
- duration of stimulation;
- discrete value of increase in stimuli during determination of the threshold stimulation amplitude.

After assignment of the stimulation parameters and during subsequent operation of the device, microcomputer 12, through DAC 16 and output cascade 15, forms bursts of bipolar pulses with a filling frequency, for example, of 15 to 40 kHz, with a duration of, for example, 1 to 5 ms and a repetition frequency equal to the stimulation frequency and according to the time position situated between the stimulating pulses.

If the electrodes 9 are applied to the eye of the patient and contact in the electrode circuit 9 is not disrupted, then bursts of bipolar pulses are formed on the secondary windings of transformers 21, the amplitude of which is proportional to the interelectrode resistance, bursts of bipolar pulses are formed by filters 22 and are fed to the trigger circuits 23. When contact of the electrodes 9 with the tissues of the eye is disrupted, the interelectrode resistance increases, which leads to an increase in voltage at the output of filters 22 and tripping of the trigger circuit 23. The transformers 21 are connected to different groups of electrodes 9, which permits control of the resistance in the circuit of individual electrodes 9. This is achieved by query through the multiplexer 24 of the state of the trigger circuits 23. The signals from multiplexer 24 go to microcomputer 12, which carries out their logic processing and forms a signal to unit 13, where the state of the electrodes 9 is displayed. Until proper contact of all electrodes 9 is achieved, microcomputer 12 does not give permission to establish the amplitude of the stimulating pulses.

In the presence of contact in the circuit of all electrodes 9, microcomputer 12 forms, through unit 13, a signal to permit an increase in amplitude of the stimuli from the previously selected discrete value. An increase in amplitude can occur discretely when the keyboard is pressed on control panel 14 or automatically with a preselected rate to “manual” stopping of the increase in amplitude. When the required threshold amplitude value of the stimuli is reached,

which is chosen according to the sensations of the patients, a signal is issued from the control panel concerning the beginning of the procedure. In the interval between two adjacent bursts of stimuli, monitoring of the state of the electrodes 9 is carried out, and when disruptions develop during performance of the procedure, stopping of formation of stimuli occurs, a reduction in their amplitude to zero and a signal to interrupt contact of the electrodes is fed to unit 13. During complete processing of the duration of the procedure, a signal is issued to unit 13 to perform the assigned program and formation of the stimuli ceases. Regulation of the amplitude and formation of the stimuli and formation of transmission of control radio pulses is carried out by means of conversion of a code from microcomputer 12 to an analog signal at the output of DAC 16, which is fed to the output cascade 15, where it is amplified and, on arrival of a second pulse signal from the output of microcomputer 12, formation of control, the radio impulses and the stimulating impulses is carried out. The signal concerning the amplitude of the stimulating pulses is fed to unit 13, where it is displayed.

Operation of the device, ensuring the possibility of rheographic measurements, is carried out as follows. In addition to the previously described assignment of the parameters, the amplitude of the probing current is assigned, which is established by a code arriving in the DAC 16 before formation of the radio pulse. The signals from electrodes 9 are fed to unit 25, at the outputs of which voltages are obtained, whose amplitudes are proportional to the voltage between all possible pairs of electrodes 9. By means of multiplexer 26, sequential "query" of the outputs of unit 25 is carried out by the amplifiers, with subsequent conversion to a digital signal of their output voltages and introduction of the codes to microcomputer 12 through galvanic decoupling unit 28. In microcomputer 12, based on the amplitude values of the probing current and the voltages between electrodes 9, the interelectrode resistances  $P_{EL}$  are calculated. Based on the values of  $P_{EL}$ , disruptions of contact in the electrode circuit 9 are detected and a signal for unit 13 is formed concerning their condition. The signals on the values  $P_{EL}$  are also fed to unit 13, where the information on disruption of contact of electrode 9 is displayed, along with the interelectrode resistances, which permits rheographic measurement. Different transformations of the  $P_{EL}$  values can be conducted in microcomputer 12: isolation of the constant and variable components, derivatives, etc., which permits automation of the rheographic studies.

Performance of monitoring of the state of electrodes 9 on sinusoidal current can be accomplished by supplying, from the output of microcomputer 12 to transformers 21, probing pulses separated in time through the band filters 30 (Fig. 9). The adder 31 adds the signals from all channels of splitter 10 and during a surpassing of even one of the signals at the output of the trigger circuit 23 of the assigned voltage level (corresponding to the presence of a disruption in

state of electrodes 9), a signal is formed at its output, for example, a logic "1", which is sent to the microcomputer 12.

A microcircuit, for example, K1816BE49, can be used as microcomputer 12 in the device and the additional logic can be based on microcircuits of the 155 series.

Thus, the proposed method and device permits, during treatment of accommodation disorders by the electrical stimulation method, a reduction in trauma and periods for performing the procedure, and also permits rheographic information to be obtained, which is used, based on known methods, to evaluate the state of the ciliary muscle.

The results of clinical use of the proposed device showed that a significant, up to 30% reduction in total time of the procedure occurs, during which the stable effect of treatment was observed. This is particularly valuable during mass treatment in early stages of the disease, which permits a significant reduction in the number of nearsighted persons, in which case organization of treatment in the early stage of the disease in children of school age will reduce the number of nearsighted persons among secondary school graduates (which, according to modern data, is estimated at about 45%) and permit expansion of their professional suitability.

### **Claims**

1. Method for formation of stimuli for electrical stimulation of the ciliary muscle, consisting of creating a pulse electric field passing through the ciliary muscle, characterized by the fact that the pulse electric field has the form of a toroidal field coaxial to the ciliary musculature.
2. Method according to Claim 1, characterized by the fact that the pulsed electric field is created by annular sequential positioning of poles of variable size.
3. Method according to Claim 2, characterized by the fact that correction of the shape of the electric field is accomplished by positioning current-conducting plates between poles.
4. Method according to Claim 1, characterized by the fact that the pulsed electric field is created by coaxial positioning of sign-variable poles.
5. Method according to Claim 4, characterized by the fact that a focusing electric field is created between sign-variable poles.

6. Method according to Claims 1-5, characterized by the fact that stimulation of the ciliary muscle is accomplished through an electrically-conducting medium.

7. Method according to Claims 1-6, characterized by the fact that the sign-variable poles are situated at different distance from the axis of the eye.

8. Electrical stimulator of the ciliary muscle for treatment of accommodation disorders, containing a pulse generator with two outputs for connection of the electrode device, characterized by the fact that one of the outputs of the pulse generator is connected to the electrode device through an incorporated splitter, and a unit for monitoring the state of the electrodes is also incorporated, whose input is connected to the output of the splitter, and with two-way communication with the pulse generator.

9. Electrical stimulator according to Claim 8, characterized by the fact that the splitter is made in the form of a group of resistors, whose outputs are the input and output of the splitter, respectively.

10. Electrical stimulator according to Claim 8, characterized by the fact that the unit for monitoring the state of the electrodes is made in the form of two channels, whose inputs are the input of the unit for monitoring the state of the electrodes, in which each of the channels contains a series-connected dividing transformer, filter and trigger element, and also a multiplexer, some inputs of which are connected to the outputs of the trigger element, and the other inputs and outputs are the two-way communication of the unit.

11. Electrical stimulator according to Claim 8, characterized by the fact that the unit for monitoring the state of the electrodes is designed in the form of series-connected amplifier units, whose inputs are the input of the unit for monitoring the state of the electrodes, a multiplexer, analog-digital converter, galvanic decoupling unit, synchronizing outputs of which are connected to the second inputs of the analog-digital converter and multiplexer, two-way communication of the galvanic decoupling unit is two-way communication of the unit for monitoring the state of the electrodes.

12. Electrical stimulator according to Claim 8, characterized by the fact that the unit for monitoring the state of the electrodes contains band filters, whose outputs are connected through the output windings of the dividing transformers to the inputs of an adder, whose output is

connected to the input of the trigger element, in which the input windings of the dividing transformers are the input of the unit for monitoring the state of the electrodes, while the outputs of the band filters and the output of the trigger element are the two-way communication of the unit for monitoring the state of the electrodes.

13. Electrical stimulator according to Claim 8, characterized by the fact that the pulse generator contains a series-connected digital-analog converter and output unit, microcomputer, the input-output ports of which are connected to the inputs of the digital-analog converter, control panel, display unit and the second input of the output unit, whose outputs are the output of the pulse generator, and two-way communication of the microcomputer is two-way communication of the pulse generator.

14. Electrode device, containing a dielectric housing with an internal surface in the form of a spherical zone, on which two contact elements are fastened, characterized by the fact that it is additionally equipped with two contact elements positioned between the main elements, every other contact element being connected to different current-conducting lines.

15. Electrode device according to Claim 14, characterized by the fact that current-conducting elements are additionally installed between the contact elements on the inside surface of the housing.

16. Electrode device according to Claims 14 and 15, characterized by the fact that the contact elements are connected to the current-conducting lines through resistors.

17. Electrode device according to Claims 14-16, characterized by the fact that pairs of contact elements, situated diametrically, are installed at different distances from the axis of the housing.

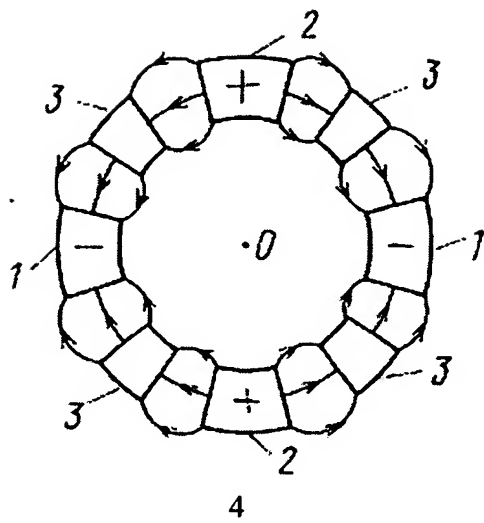


Figure 2

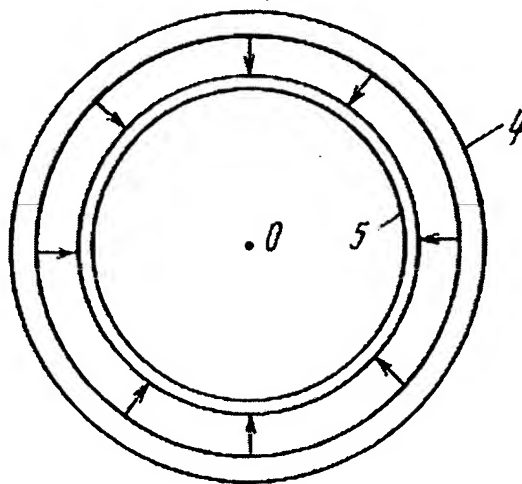


Figure 3

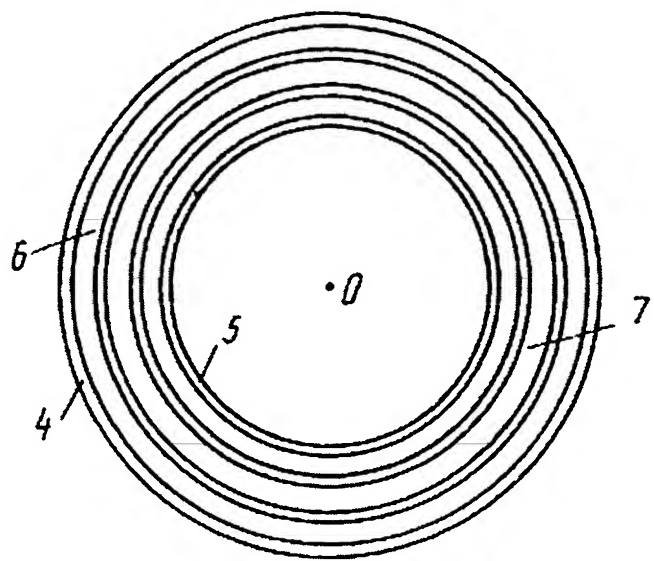


Figure 4

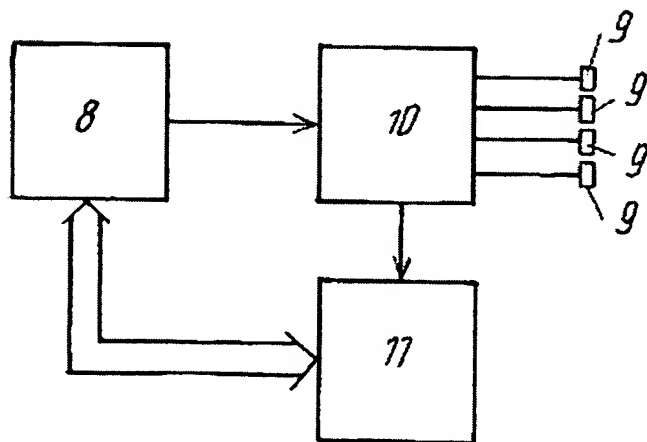


Figure 5

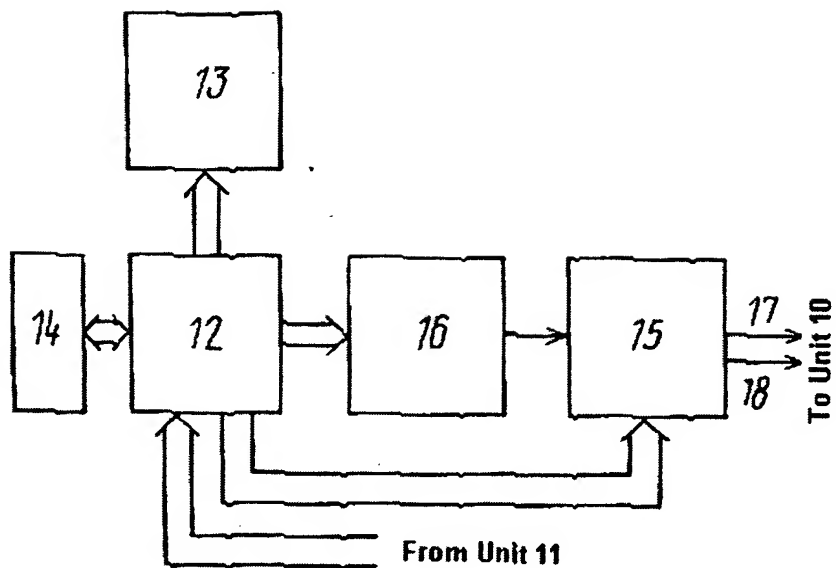


Figure 6

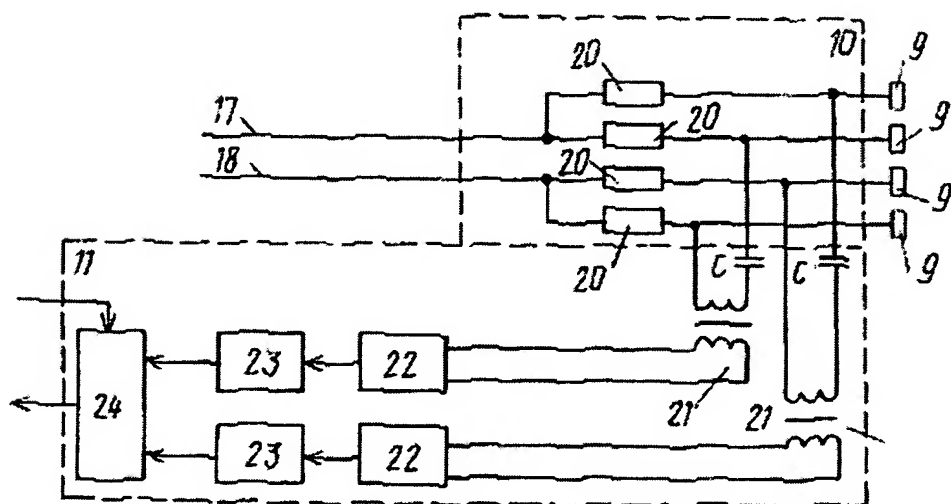


Figure 7

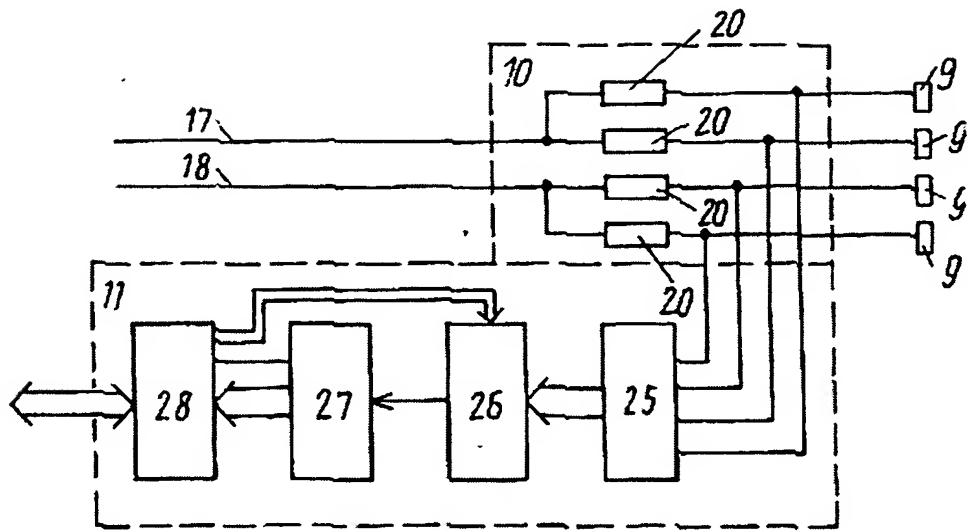


Figure 8

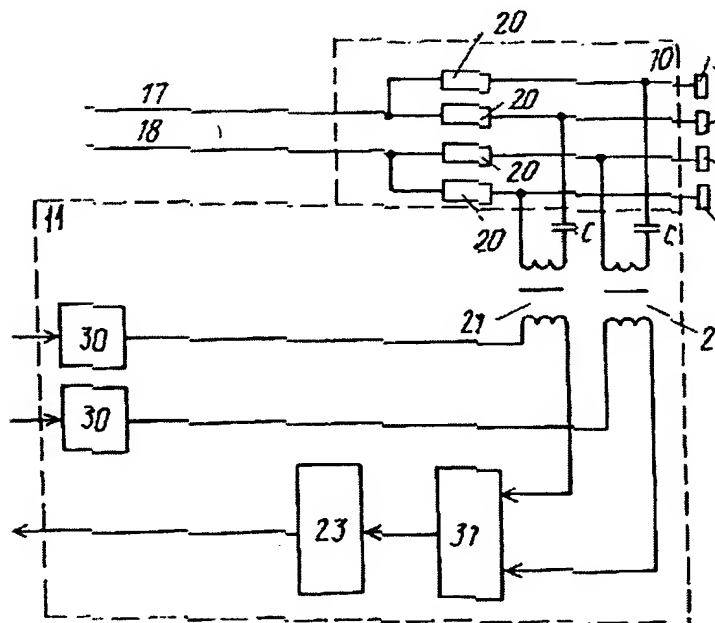


Figure 9

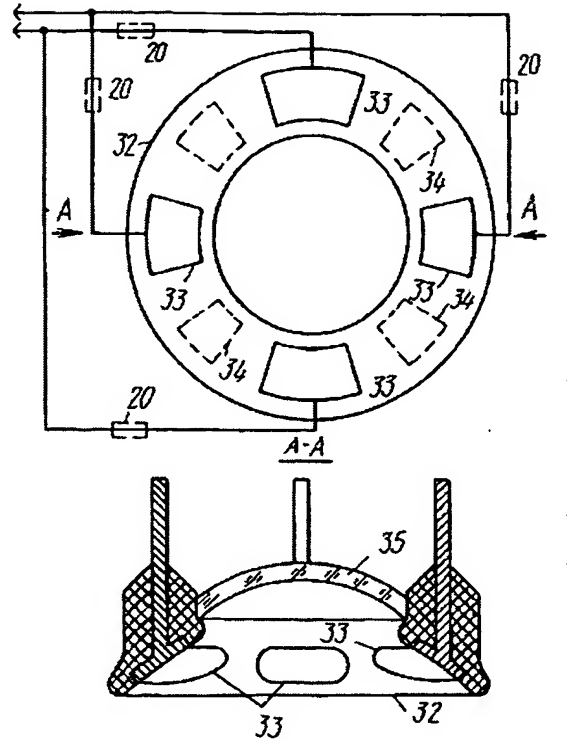


Figure 10

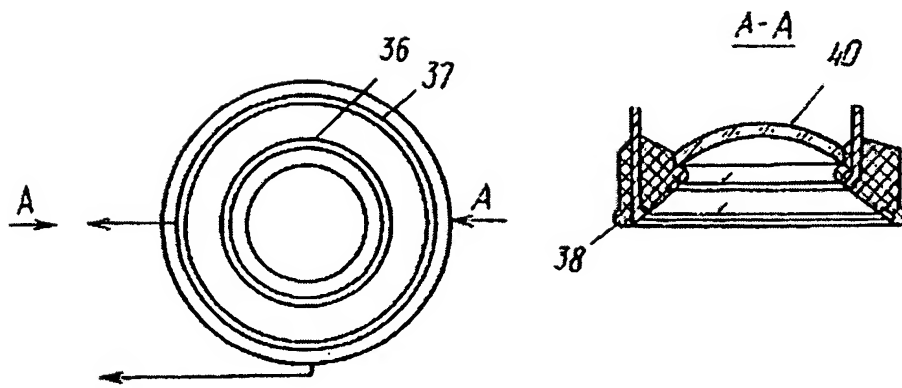


Figure 11

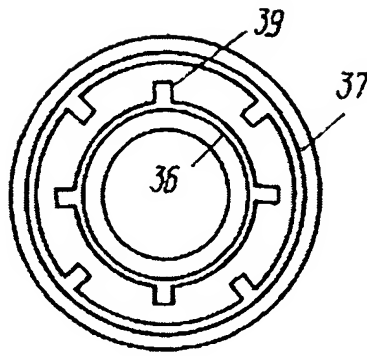


Figure 12

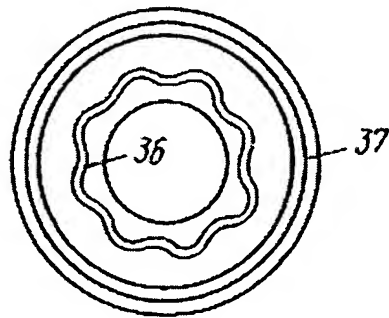


Figure 13

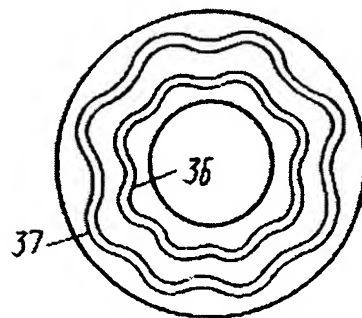


Figure 14



(19) RU<sup>(11)</sup> 2 063 199<sup>(13)</sup> C1  
(51) МПК<sup>6</sup> A 61 F 9/007, A 61 N 1/18

РОССИЙСКОЕ АГЕНТСТВО  
ПО ПАТЕНТАМ И ТОВАРНЫМ ЗНАКАМ

(12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ПАТЕНТУ РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ

(21), (22) Заявка: 4752470/14, 02.11.1989

(46) Дата публикации: 10.07.1996

(56) Ссылки: Патент США N 4 603 697, кл. A 61 N 1/36, 1986. Патент США № 4 771 484, кл. A 61 B 5/04, 1988.

(71) Заявитель:

Гуськов Александр Робертович,  
Васильев Александр Иванович,  
Оковитов Виктор Васильевич,  
Капитанов Евгений Николаевич

(72) Изобретатель: Гуськов Александр Робертович,  
Васильев Александр Иванович, Оковитов  
Виктор Васильевич, Капитанов Евгений  
Николаевич

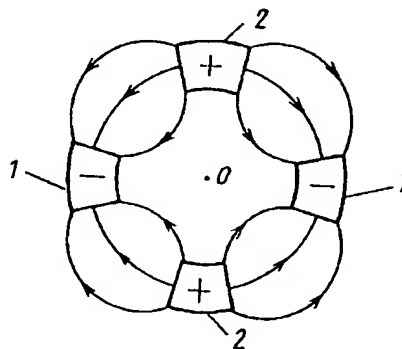
(73) Патентообладатель:

Гуськов Александр Робертович,  
Васильев Александр Иванович,  
Оковитов Виктор Васильевич,  
Капитанов Евгений Николаевич

(54) СПОСОБ ФОРМИРОВАНИЯ ВОЗДЕЙСТВИЯ ДЛЯ ЭЛЕКТРОСТИМУЛЯЦИИ ЦИЛИАРНОЙ МЫШЦЫ, ЭЛЕКТРОСТИМУЛЯТОР ЦИЛИАРНОЙ МЫШЦЫ ДЛЯ ЛЕЧЕНИЯ НАРУШЕНИЯ АККОМОДАЦИИ И ЭЛЕКТРОДНОЕ УСТРОЙСТВО

(57) Реферат:

Изобретение относится к медицинской технике, а именно к лечению заболеваний органа зрения, в частности, при нарушениях аккомодации. Цель изобретения - снижение вредного действия на окружающие ткани и сроков лечения. Согласно изобретению проводят электрическое воздействие полем тороидальной формы соосно с цилиарной мускулатурой. Устройство содержит генератор, разветвитель, электроды и блок контроля состояния электродов. Электроды выполнены в виде корпуса, на внутренней поверхности которого расположены контактные элементы, соединенные через один с токоподводящими шинами, также контактные элементы могут быть расположены коаксиально. 3 с. и 14 з. п. ф-лы, 14 ил.



Фиг. 1

RU 2 063 199 C1

RU 2 063 199 C1



RUSSIAN AGENCY  
FOR PATENTS AND TRADEMARKS

(19) **RU** <sup>(11)</sup> **2 063 199** <sup>(13)</sup> **C1**  
(51) Int. Cl. <sup>6</sup> **A 61 F 9/007, A 61 N 1/18**

(12) **ABSTRACT OF INVENTION**

(21), (22) Application: 4752470/14, 02.11.1989

(46) Date of publication: 10.07.1996

(71) Applicant:  
Gus'kov Aleksandr Robertovich,  
Vasil'ev Aleksandr Ivanovich,  
Okovitev Viktor Vasil'evich,  
Kapitanov Evgenij Nikolaevich

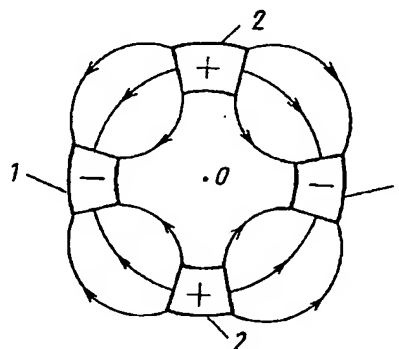
(72) Inventor: Gus'kov Aleksandr Robertovich,  
Vasil'ev Aleksandr Ivanovich, Okovitev Viktor  
Vasil'evich, Kapitanov Evgenij Nikolaevich

(73) Proprietor:  
Gus'kov Aleksandr Robertovich,  
Vasil'ev Aleksandr Ivanovich,  
Okovitev Viktor Vasil'evich,  
Kapitanov Evgenij Nikolaevich

(54) METHOD OF FORMING ACTION FOR ELECTRIC STIMULATION OF CILIARY MUSCLE, CILIARY MUSCLE  
ELECTRIC STIMULATOR FOR CURING BREAKAGE OF ACCOMMODATION AND ELECTRON UNIT

(57) Abstract:

FIELD: medical equipment; ophthalmology.  
SUBSTANCE: electric influence is carried out  
due to torus-shaped field in alignment with  
ciliary muscles. device has generator,  
decoupler, electrodes and unit for  
inspecting condition of electrodes.  
Electrodes are made in form of a case, onto  
internal surface of which the contact  
members are disposed. The members are  
connected with current-supply wires. Contact  
members may be disposed in align. EFFECT:  
reduced hazardous effect onto surrounding  
tissues; reduced time for cure. 14 dwg



Фиг. 1

RU 2 063 199 C1

RU 2 063 199 C1

Изобретение относится к медицинской технике, а именно к способам и устройствам для лечения заболеваний органов зрения.

Нарушения аккомодации являются частым заболеванием в молодом наиболее трудоспособном возрасте у лиц, род деятельности которых связан с длительным напряжением зрения. Наиболее часто эти нарушения проявляются у операторов электронноотображающих устройств, сборщиков часовой и электронной промышленности, летчиков, водителей автотранспорта и др.

Известен способ лечения нарушения аккомодации, в частности дальности зрения, путем проведения электростимуляции цилиарной мышцы, согласно которому воздействие осуществляется через электрод, имплантированный в глаз вблизи цилиарной мышцы (1). Однако данный способ требует оперативного вмешательства, вследствие чего является травматичным. Кроме того, имплантированная стимуляционная система не дает полного комфорта пациенту, так как электрод расположен в глазу и связан со стимулятором, расположенном вне глаза, через токоподводящий провод, что затрудняет движения глаза.

Известна система для предотвращения или лечения открыто-угольной глаукомы и старческой дальности зрения, содержащая генератор импульсов, соединенный с электродом (1). Недостатком данного устройства является то, что оно не позволяет создать равномерное атравматичное воздействие на цилиарную мускулатуру, а также не обеспечивает контроля за состоянием электрода, что может приводить к неэффективному воздействию.

Известно электродное устройство, содержащее диэлектрический корпус в виде шарового пояса, на внутренней поверхности которого расположены два контактных элемента (2). Недостатком данного устройства является то, что электрическое поле, создаваемое посредством контактных элементов, согласно указанным выше причинам охватывает цилиарную мышцу недостаточно равномерно, что снижает эффективность и сроки лечения, а также проходит через соседние структуры глаза и может вызвать в них нежелательные изменения.

Цель изобретения - снижение травматичности и сроков проведения процедуры путем повышения локализации и равномерности воздействия, а также осуществление дифференциального контроля состояния электродов.

Поставленная цель достигается тем, что в способе формирования воздействия на цилиарную мышцу, заключающемся в создании импульсного электрического поля, проходящего через цилиарную мышцу, создают тороидальное электрическое поле, соосное с цилиарной мышцей.

При этом электрическое поле могут создавать посредством кольцевого, последовательного расположения знакопеременных полюсов. При этом могут осуществлять коррекцию формы электрического поля, располагая между полюсами токопроводящие пластины.

При этом электрическое поле могут создавать посредством коаксиально

расположенных знакопротивоположных полюсов и могут создавать между полюсами фокусирующее поле.

При этом электрические поля могут создавать через электропроводящую среду. При этом электрическое поле могут создавать так, что векторы кусочно-линейной аппроксимации расположены под острыми углами к касательной образующей цилиндрической мускулатуры.

Поставленная цель достигается также тем, что электростимулятор для лечения нарушений аккомодации, содержащий генератор импульсов и два электрода, дополнительно содержит электроды, разветвитель, включенный между электростимулятором и электродами, и блок контроля состояния электродов, включенный между разветвителем и электростимулятором.

При этом разветвитель может быть выполнен в виде групп резисторов, которые подключены к токоподводящим шинам.

При этом блок контроля состояния электродов может быть выполнен в виде двух каналов, соединенных с мультиплексором, входы которых подключены между резисторами разделителя и электродами, причем каждый из каналов содержит последовательно соединенные разделительный трансформатор, фильтр и пороговую схему.

При этом блок контроля состояния электродов может быть так же выполнен в виде последовательно соединенных блока усилителей, входы которых подключены между резисторами разветвителя и электродами, мультиплексора, аналого-цифрового преобразователя (АЦП) и блока гальванической развязки, синхронизирующий выход которого соединен вторыми входами АЦП и мультиплексора.

При этом генератор импульсов может содержать последовательно-соединенные цифроаналоговый преобразователь (ЦАП) и выходной каскад, микро-ЭВМ, интерфейс которой соединен с входами ЦАП, пульта управления, блока отображения и вторым входом выходного каскада.

При этом блок контроля состояния электродов может быть также выполнен в виде полосовых фильтров, выходы которых через обмотки разделительных трансформаторов соединены входами сумматора, выход которого соединен с пороговой схемой, причем входные обмотки разделительных трансформаторов через конденсаторы и непосредственно подключены между резисторами разветвителя и электродами.

Поставленная цель достигается так же тем, что в электродном устройстве, содержащем диэлектрический корпус в виде шарового пояса, на внутренней поверхности которого расположены контактные элементы, контактные элементы расположены так, что через них можно провести более двух плоскостей, относительно которых они располагаются зеркально.

При этом электродное устройство может содержать четыре последовательно расположенных контактных элемента, которые через один соединены с токоподводящими шинами.

При этом в электродном устройстве могут

быть между контактными элементами, соединенными с токоподводящими шинами, расположены токопроводящие элементы.

При этом в электродном устройстве контактные элементы могут быть соединены с токоподводящими шинами через резисторы.

При этом в электродном устройстве границы контактных элементов со стороны оси корпуса, соединенные с разными токопроводящими шинами, могут быть расположены на неравном расстоянии от оси корпуса. При этом контактные элементы могут быть расположены коаксиально. При этом контактные элементы могут быть выполнены в виде колец. При этом между контактными элементами могут быть расположены дополнительные контактные элементы, которые через один подключены к различным контактным элементам. При этом хотя бы один контактный элемент может быть выполнен волнообразным. При этом контактные элементы могут быть выполнены параллельными и волнообразными.

При этом электродное устройство может содержать прозрачную крышку, установленную в центральной части корпуса.

Анализ отличий заявляемых технических решений от известных прототипов, с другими решениями по всем областям науки и техники не выявил технических решений, совпадающих с ними по выполнению и свойствам, что позволяет сделать вывод о соответствии предложенных критерию изобретения "существенные отличия".

Сущность изобретений поясняется чертежами.

На фиг. 1 приведено распределение электрического поля при 4-электродной схеме наложения; на фиг. 2 распределение электрического поля при расположении между полюсами токопроводящих пластин; на фиг. 3 распределение электрического поля при коаксиальном расположении полюсов; на фиг. 4 - распределение электрического поля при создании дополнительного фокусирующего поля; на фиг. 5 структурная схема устройства для лечения нарушений аккомодации; на фиг. 6 функциональная схема разветвителя и блока контроля состояния электродов; на фиг. 7 функциональная схема разветвителя и блока контроля состояния электродов с обеспечением возможности реографических исследований; на фиг. 8 функциональная схема генератора импульсов; на фиг. 9 функциональная схема разветвителя и блока контроля состояния электродов при использовании синусоидальных зондирующих импульсов; на фиг. 10 конструкция выполнения электродного устройства, вид сверху и разрез по А-А; на фиг. 11 - электродное устройство с кольцевыми контактными элементами, вид снизу и разрез; на фиг. 12 устройство с дополнительными контактными элементами; на фиг. 13 устройство с одним волнообразным контактным элементом; на фиг. 14 - устройство с двумя параллельными волнообразными элементами.

Способ формирования воздействия на цилиарную мускулатуру осуществляется следующим образом.

Перед наложением электродов на глаз проводят его анестезирующую премедикацию, например, 0,5% раствора

дикаина. Электроды располагают симметрично относительно оптической оси глаза, которая является и осью для цилиарной мускулатуры.

При формировании тороидального электрического поля посредством кольцевого, последовательно расположения знакопеременных полюсов 1, 2 электроды располагают согласно фиг. 1. Одноименные полюса 1 или 2 при таком расположении находятся диаметрально противоположно, что исключает прохождение электрического тока через центр, в котором располагается хрусталик и передняя камера глаза. Электрический ток от полюсов 1 к полюсам 2 проходит в основном по линии окружности, на которой расположены электроды. При таком прохождении тока в глазу формируется тороидальное электрическое поле, которое наиболее эффективно осуществляет воздействие на цилиарную мышцу, так как воздействие локализуется в основном только в области расположения последней.

Для корректировки глубины проникновения электрического поля между полюсами 1, 2 располагают токопроводящие пластины 3 (см. фиг. 2), электропроводность которых значительно больше тканей глаза, что способствует прохождению части тока через них, что способствует уменьшению глубины проникновения поля и его локализации в цилиарной мышце.

Тороидальное электрическое поле может быть создано и посредством коаксиально расположенных полюсов 4, 5 (см. фиг. 3), которые располагают соосно с осью глаза. Такое расположение полностью исключает прохождение тока через хрусталик и переднюю камеру глаза. Для регулирования глубины проникновения электрического поля в глаз между полюсами 4, 5 располагают полюса 6, 7 (см. фиг. 4), посредством которых формируют эквипотенциальное фокусирующее поле, наибольшая эффективность которого проявляется при формировании воздействия через электропроводящую среду, расположенную между электродами и глазом, где фокусирующее поле устраняет прохождение электрического стимуляционного тока через электропроводящую среду. Воздействие на глаз через электропроводящую среду позволяет улучшить контакт электродов с тканью и стабилизировать переходное сопротивление электрод-ткань, а также исключает механические повреждения электродами поверхности глаза. Чтобы осуществить более равномерное воздействие на продольные и поперечные волокна цилиарной мышцы электрическое поле создают так, что векторы кусочно-линейной аппроксимации были бы расположены под острыми углами к касательной образующей мускулатуры. Это возможно осуществить, располагая разноименные полюса 1, 2 на разном расстоянии от оси глаза, при этом ток не проходит вдоль волокон мышц и повышается равномерность воздействия на продольные и поперечные волокна цилиарной мышцы.

Пример 1. Больной Н. 29 лет. Было выявлено понижение остроты зрения левого глаза до 0,4 вследствие миопии в 1,0 дптр. На склере вокруг роговицы размещали четыре электрода, причем противоположные

электроды были подключены к одноименным полюсам. Электроды располагали в проекции цилиарной мышцы. Плавное увеличение амплитуды стимулирующих импульсов, добивались появления у больного ощущения "толчков" под электродами. При этом необходимо отметить, что амплитуда тока импульсов при одинаковых ощущениях больного при четырехэлектродном воздействии составила 0,7 (0,5 7,0 мА) от амплитуды тока при двухэлектродном воздействии. Это свидетельствует о повышении локализации стимулирующего электрического поля в мышце. Проведено 10 сеансов, причем время первого сеанса установила 3 мин. последующих 5 мин. Острота зрения после лечения возросла в 2 раза и составила 0,8. Объем аккомодации увеличился с 6,0 дптр до 8 дптр. При контрольном осмотре через 6 месяцев данные те же, что и после лечения. При проведении стимуляции проводили контроль наличия стимулирующего электрического поля на роговице посредством дополнительных электродов и измерительного усилителя. В центре роговицы электрического поля не обнаружено, а на краю амплитуда сигнала составила 0,2 0,3 от амплитуды напряжения на стимулирующих электродах. При двухэлектродной стимуляции в центре сигнал был равен до 0,5, а на краю до 0,8 от амплитуды напряжения на стимуляционных электродах.

Пример 2. Больной А. 20 лет. С трехлетнего возраста носит очки по поводу дальнозоркости в 6,0 дптр. В последнее время заметил резкое понижение остроты зрения на оба глаза вдаль и вблизи. Было проведено 15 сеансов стимуляции посредством коаксиально расположенных электродов. В результате острота зрения обоих глаз вдаль с 0,09 возросла до 0,6 без коррекции и вблизи с 0,1 до 0,4.

В сравнении с двухэлектродным воздействием амплитуда составила 0,55. Электрического поля по уровню 0,1 от амплитуды напряжения стимулов на роговице не было обнаружено.

Электростимулятор цилиарной мышцы для лечения нарушений аккомодации содержит (фиг. 5) генератор 8 импульсов, электроды 9, разветвитель 10, включенный между генератором 8 и электродами 9, а также блок 11 контроля состояния электродов, включенный между разветвителем 10 и генератором 8. Генератор содержит (фиг. 6) микро-ЭВМ 12, соединенную с блоком 13 отображения, пультом 14 управления и выходным каскадом 15 непосредственно и через цифроаналоговый преобразователь 16 (ЦАП). На порты ввода-вывода микро-ЭВМ 12 поступает также информационная шина с блока 11, а к выходному каскаду 15 подключены токоподводящие шины 17, 18. Разветвитель 10 (фиг. 7, фиг. 8) содержит группы резисторов 20, подключенные между токоподводящими шинами 17, 18 и электродами 9. Блок контроля состояния электродов (фиг. 7), обеспечивающий только контроль контакта электродов 9 с тканями глаза, содержит каналы, состоящие из разделителей 21, фильтров 22 и пороговых схем 23, выходы которых соединены с

входами мультимплексора 24. Чтобы обеспечить возможность проведения реографических измерений, блок 11 может быть выполнен в виде последовательно соединенных блока 25 усилителей, мультимплексора 26, аналого-цифрового преобразователя 27 (АЦП) и блока 28 гальванической развязки (фиг. 8). При проведении измерений состояния электродов 9 на синусоидальном токе блок 11 может содержать (фиг. 9) полосовые фильтры 30, которые через обмотки трансформаторов 21 и сумматор 31 соединены с входом пороговой схемы 23.

Электродное устройство (фиг. 10) содержит диэлектрический корпус 32 с контактными элементами 33 на внутренней поверхности, которые через один соединены с токоподводящими шинами 17, 18. Между контактными элементами по окружности могут располагаться токопроводящие элементы 34. Контактные элементы 33 могут соединяться с токоподводящими шинами 17, 18 через резисторы 20. Контактные элементы 33 могут быть выполнены из нержавеющей стали, а корпус 32 из полистирола, при этом он содержит прозрачную крышку 35, обеспечивающую сохранение влаги на роговице и визуальный контроль при установке электрода. Элементы 33 могут быть приклеены вровень с поверхностью корпуса 32. Резисторы 20 могут быть расположены на корпусе 29 и тогда электродное устройство соединяется непосредственно с токоподводящими шинами 18, 17.

Электродное устройство (фиг. 11) содержит внутренний контактный элемент 36 и внешний контактный элемент 37, которые расположены на внутренней поверхности диэлектрического корпуса 38, выполненного в виде шарового пояса. Контактные элементы 36, 37 (фиг. 12) могут быть соединены с дополнительными контактными элементами 39, которые расположены между элементами 36, 37. Причем контактные элементы 36, 37 могут быть выполнены (фиг. 13, фиг. 14) волнообразными. Корпус 32, 38 закрыт крышкой 35, 40, исключающей высыхание роговицы.

Устройство работает следующим образом.

Корпус 32, 38 устанавливается на склере глаза соосно со зрачком, при этом, исходя из анатомического строения глаза, достигается соосное расположение элементов 33, 36, 37 цилиарным мышцам. На элементы 33, 36, 37 подают импульсный ток, обеспечивающий электростимуляцию цилиарных мышц. Анализ распределения электрического поля в тканях глаза позволяет оценить его воздействие на различные структуры глаза.

Дополнительные контактные элементы 39 или выполнения одного, или двух элементов 36, 37 волнообразными позволяет создать электрическое поле в мышце, направление которого будет иметь различные углы относительно образующей "а", что позволяет произвести более равномерное воздействие на поперечные и продольные волокна цилиарной мышцы.

Учитывая условие равенства площадей при биполярном воздействии, необходимо площади элементов 36, 37 выбирать равными. Это может быть достигнуто выполнением элементов 36, 37 одинаковой ширины, но элемент 36 можно выполнить

волнистым (фиг. 13). При распределении электрического поля для соосного расположения кольцевых элементов 35, 37 в одной плоскости электрическое поле в данном случае является симметричным относительно кольцевой образующей, проведенной на равном расстоянии от элементов 36, 37 на склере глаза. В силу того, что диаметр кольца, образованного элементом 36 (I), меньше диаметра кольца, образованного элементом 37 (L), электрическое поле относительно образующей не будет симметричным, а будет "приплюснутым" около элемента 36 и "раширенным" около элемента 37. Таким образом, электрическое поле в зоне элемента 36 будет несколько отходить от оси глаза, что снизит долю тока, проходящего через хрусталик (X) и переднюю камеру глаза (K), при этом доля тока, проходящего через цилиарную мышцу (M) будет значительной и равномерной, так как элементы 36, 37 располагают над цилиарной мышцей.

Анализ вышеизложенного позволяет сделать вывод, что отличия предложения проявляют иные свойства, а именно: создание несимметричного электрического поля, чем в известных решениях. После включения питания устройства микро-ЭВМ 12 устанавливается в "нулевое" состояние, при котором стимулирующие импульсы не формируются. После включения питания посредством пульта 14 задается режим формирования микро-ЭВМ 12 параметров стимуляции, а именно:

- длительность пачки и паузы;
- продолжительности стимуляции;
- дискрета увеличения стимулов при определении пороговой амплитуды стимуляции.

После задания параметров стимуляции и в процессе дальнейшей работы устройства микро-ЭВМ 12 через ЦАП 16 и выходной каскад 15 формирует пачки биполярных импульсов с частотой заполнения, например, 15 40 кГц, длительностью, например, 1 5 мс и частотой повторения, равной частоте стимуляции, а по временному положению расположенному между стимулирующими импульсами.

Если электроды 9 наложены на глаз пациента и нет нарушений контакта в цепи электродов 9, то на вторичных обмотках трансформаторов 21 формируются пачки биполярных импульсов, амплитуда которых пропорциональна межэлектродному сопротивлению, пачки биполярных импульсов формируются посредством фильтров 22 и подаются на пороговые схемы 23. При нарушении контакта электродов 9 с тканью глаза межэлектродное сопротивление возрастает, что приводит к увеличению напряжения на выходе фильтров 22 и срабатыванию пороговой схемы 23. Трансформаторы 21 подключены к разным группам электродов 9, что позволяет контролировать сопротивление в цепи отдельных электродов 9. Это достигается путем опроса через мультиплексор 24 состояния пороговых схем 23. Сигналы с мультиплексора 24 поступают на микро-ЭВМ 12, которая производит их логическую обработку и формирует сигнал на блок 13, где отображается состояние электродов 9. Пока не будет достигнуто хорошего контакта всех

электродов 9, микро-ЭВМ 12 не дает разрешения на установку амплитуды стимулирующих импульсов.

При наличии контакта в цепи всех электродов 9 микро-ЭВМ 12 формирует на блок 13 сигнал о разрешении увеличения амплитуды стимулов с ранее выбранным дискретом. Увеличение амплитуды может происходить дискретно при нажатии клавиши на пульте 14 или автоматически с заранее выбранным темпом до "ручной" остановки увеличения амплитуды. По достижении требуемого порогового значения амплитуды стимулов, которое выбирается по ощущениям пациента, с пульта выдается сигнал о начале выполнения процедуры. В промежутке между двумя соседними пачками стимулов производится контроль состояния электродов 9 и при возникновении нарушений в процессе выполнения процедуры происходит остановка формирования стимулов, уменьшение их амплитуды до нуля и на блок 13 подается сигнал о нарушении контакта электродов. При полной отработке продолжительности процедуры на блок 13 выдается сигнал о выполнении заданной программы и формирование воздействий прекращается. Регулировка амплитуды и формирование стимулов и формирование посылок контрольных радиоимпульсов производится посредством преобразования кода с микро-ЭВМ 12 в аналоговый сигнал на выходе ЦАП 16, который подается на выходной каскад 15, где усиливается и при поступлении второго импульсного сигнала с выхода микро-ЭВМ 12 производится формирование посылок контрольных радиоимпульсов и стимулирующих импульсов. Сигнал об амплитуде стимулирующих импульсов подается на блок 13, где производится его отображение.

Работа устройства с обеспечением возможности проведения реографических измерений производится следующим образом. Дополнительно к ранее описанному режиму задания параметров задают амплитуду зондирующего тока, который устанавливается кодом, поступающим на ЦАП 16 перед формированием радиоимпульса. Сигналы с электродов 9 подаются на блок 25, на выходах которого получают напряжения, амплитуды которых пропорциональны напряжениям между всеми возможными парами электродов 9. Посредством мультиплексора 26 производится последовательный "опрос" выходов блока 25 усилителей с последующим преобразованием в цифровой сигнал их выходных напряжений и введением кодов в микро-ЭВМ 12 через блок 28 гальванической развязки. В микро-ЭВМ 12, исходя из значения амплитуды зондирующего тока и напряжений между электродами 9, рассчитывается межэлектродные сопротивления  $R_{эл}$ . На основании значений  $R_{эл}$  осуществляется выявление нарушений контакта в цепи электродов 9 и о их состоянии формируется сигнал на блок 13. Сигналы о величинах  $R_{эл}$  также подаются на блок 13, где отображается информация о нарушениях контакта электродов 9 и о величине межэлектродных сопротивлений, что позволяет проводить реографические измерения. В микро-ЭВМ 12 могут производиться различные преобразования

величин  $P_{эл}$ : выделение постоянных и переменных составляющих, производных и т.д. что позволяет автоматизировать проведение реографических исследований.

Проведение контроля состояния электродов 9 на синусоидальном токе может осуществляться путем подачи с выхода микро-ЭВМ 12 на трансформаторы 21 разделенных во времени зондирующих импульсов через полосовые фильтры 30 (фиг. 9). Сумматор 31 осуществляет сложение сигналов со всех каналов разветвителя 10 и при превышении хотя бы одним из сигналов на выходе пороговой схемы 23 заданного уровня напряжения (соответствующего наличию нарушения состояния электродов 9) на ее выходе формируется сигнал, например, логической "1", который поступает на микро-ЭВМ 12.

В качестве микро-ЭВМ 12 в устройстве может быть применена микросхема, например К1816ВЕ49, а дополнительная логика может быть выполнена на микросхемах 155 серии.

Таким образом, предлагаемый способ и устройства позволяют при лечении нарушений аккомодации электростимуляционным путем снизить травматичность и сроки проведения процедуры, а также получить реографическую информацию, которую используют, на основании известных методик, для оценки состояния цилиарной мышцы.

Результаты клинического применения предлагаемого устройства показали, что происходит значительное, до 30% сокращение суммарного времени процедур, при которых наблюдался устойчивый эффект от лечения. Это особо ценно при проведении массового лечения на ранних стадиях заболевания, что позволит значительно снизить число близоруких людей, причем организация лечения на ранней стадии заболевания у детей школьного возраста сократит число близоруких среди выпускников средних школ (которых по современным данным насчитывается около 45%) и позволит расширить их профессиональную пригодность. ЫЫЫ2 ЫЫЫ4 ЫЫЫ6 ЫЫЫ8 ЫЫЫ10 ЫЫЫ12

#### Формула изобретения:

1. Способ формирования воздействия для электростимуляции цилиарной мышцы, заключающийся в создании импульсного электрического поля, проходящего через цилиарную мышцу, отличающийся тем, что импульсное электрическое поле имеет вид тороидального, соосного с цилиарной мускулатурой.

2. Способ по п.1, отличающийся тем, что импульсное электрическое поле создают посредством кольцевого последовательного расположения знакопеременных полюсов.

3. Способ по п.2, отличающийся тем, что осуществляют корректировку формы электрического поля, располагая между полюсами токопроводящие пластины.

4. Способ по п.1, отличающийся тем, что импульсное электрическое поле создают посредством коаксиального расположения знакопеременных полюсов.

5. Способ по п.4, отличающийся тем, что между знакопеременными полюсами создают фокусирующее электрическое поле.

6. Способ по пп.1-5, отличающийся тем, что воздействие на цилиарную мышцу

осуществляют через электропроводящую среду.

7. Способ по пп.1-6, отличающийся тем, что располагают знакопеременные полюса на разном расстоянии от оси глаза.

8. Электростимулятор цилиарной мышцы для лечения нарушения аккомодации, содержащий генератор импульсов с двумя выходами для подключения электродного устройства, отличающийся тем, что один из выходов генератора импульсов соединен с электродным устройством через введенный разветвитель, а также введен блок контроля состояния электродов, вход которого соединен с выходом разветвителя и двусторонней связью с генератором импульсов.

9. Электростимулятор по п.8, отличающийся тем, что разветвитель выполнен в виде групп резисторов, выводы которых являются соответственно входом и выходом разветвителя.

10. Электростимулятор по п.8, отличающийся тем, что блок контроля состояния электродов выполнен в виде двух каналов, входы которых являются входом блока контроля состояния электродов, причем каждый из каналов содержит последовательно соединенные разделительный трансформатор, фильтр и пороговый элемент, а также мультиплексора, одни входы которого соединены с выходами пороговых элементов, а другой вход и выход являются двусторонней связью блока.

11. Электростимулятор по п.8, отличающийся тем, что блок контроля состояния электродов выполнен в виде последовательно соединенных блока усилителей, входы которого являются входом блока контроля состояния электродов, мультиплексора, аналого-цифрового преобразователя, блока гальванической развязки, синхронизирующие выходы которого соединены с вторыми входами аналого-цифрового преобразователя и мультиплексора, двусторонняя связь блока гальванической развязки является двусторонней связью блока контроля состояния электродов.

12. Электростимулятор по п.8, отличающийся тем, что блок контроля состояния электродов содержит полосовые фильтры, выходы которых через выходные обмотки разделительных трансформаторов соединены с входами сумматора, выход которого соединен с входом порогового элемента, при этом входные обмотки разделительных трансформаторов являются входом блока контроля состояния электродов, а выходы полосовых фильтров и выход порогового элемента являются двусторонней связью блока контроля состояния электродов.

13. Электростимулятор по п.8, отличающийся тем, что генератор импульсов содержит последовательно соединенные цифроаналоговый преобразователь и выходной блок, микро-ЭВМ, порты входа-выхода которой соединены с входами цифроаналогового преобразователя, пульта управления, блока отображения и вторым входом выходного блока, выходы которого являются выходом генератора импульсов, а двусторонняя связь микро-ЭВМ является двусторонней связью генератора импульсов.

14. Электродное устройство, содержащее

RU 2063199 C1

диэлектрический корпус с внутренней поверхностью в виде шарового пояса, на которой закреплены два контактных элемента, отличающееся тем, что оно дополнительно снабжено двумя контактными элементами, размещенными между основными, при этом контактные элементы соединены с разными токопроводящими шинами через один.

15. Электродное устройство по п.14, отличающееся тем, что между контактными элементами на внутренней поверхности

корпуса установлены дополнительно токопроводящие элементы.

5 16. Электродное устройство по пп.14 и 15, отличающееся тем, что контактные элементы соединены с токопроводящими шинами через резисторы.

10 17. Электродное устройство по пп.14-16, отличающееся тем, что пары контактных элементов, расположенных диаметрально, установлены на разных расстояниях от оси корпуса.

15

20

25

30

35

40

45

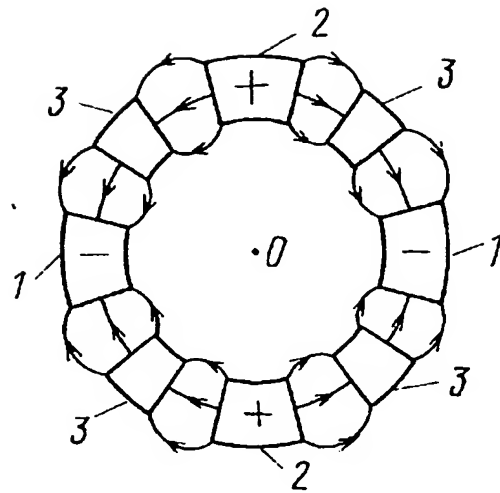
50

55

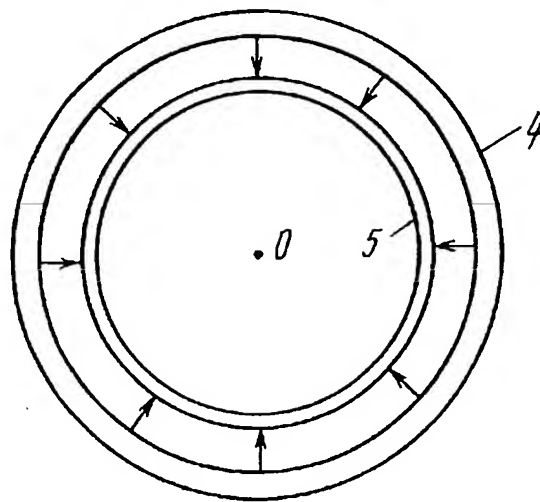
60

-8-

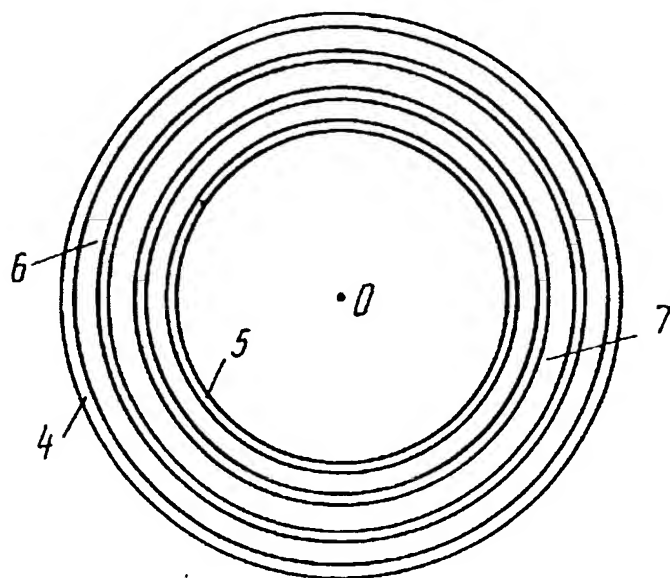
RU 2063199 C1



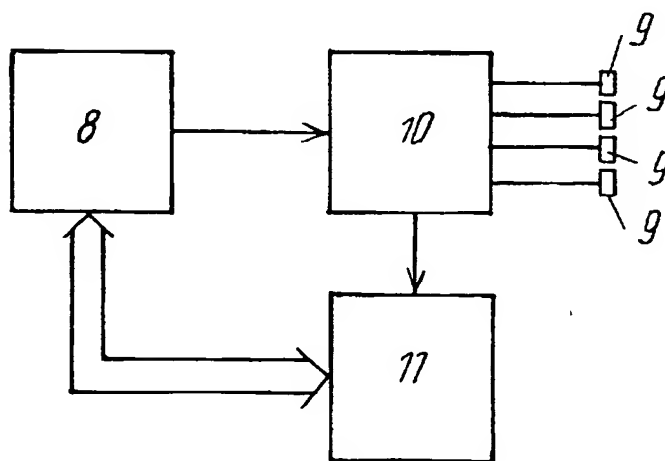
Фиг. 2



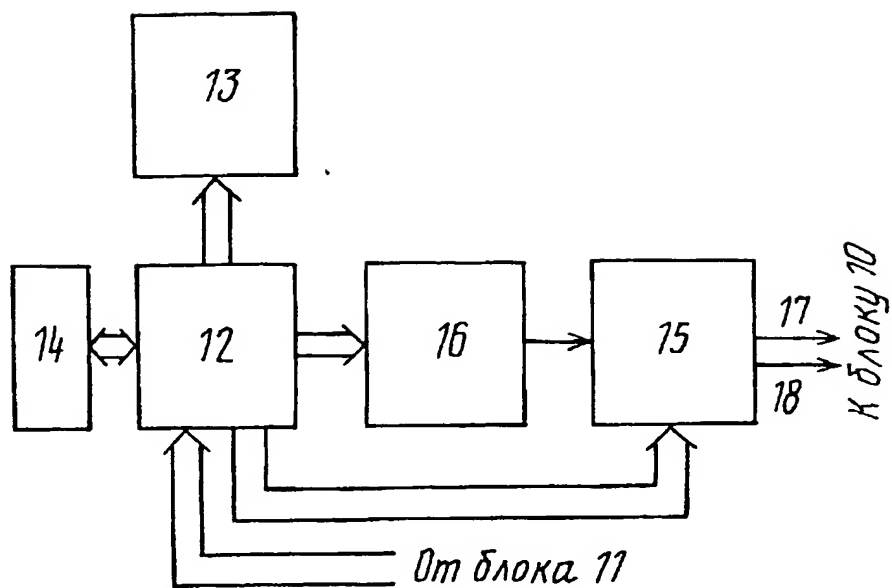
Фиг. 3



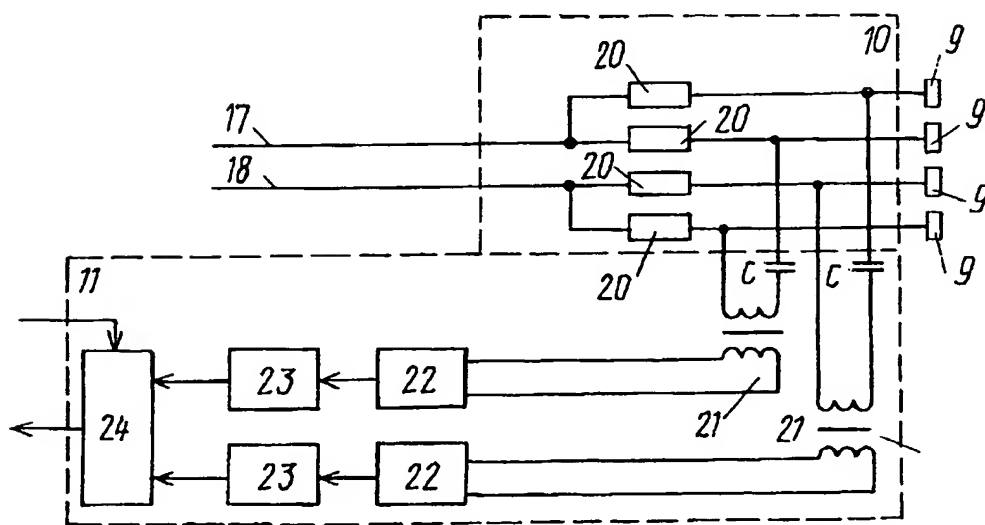
Фиг. 4



Фиг. 5



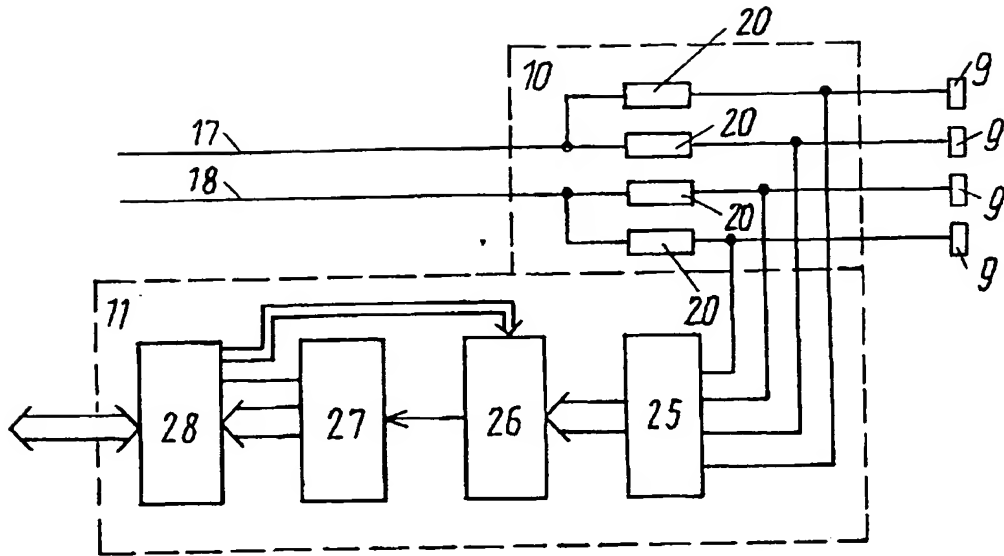
Фиг. 6



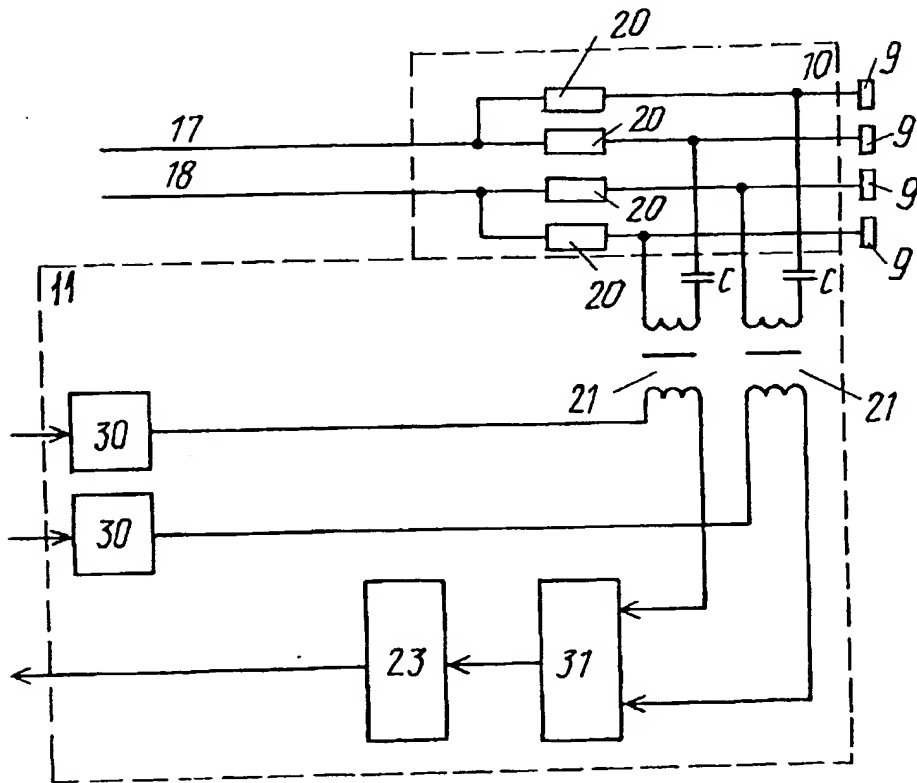
Фиг. 7

RU 2063199 C1

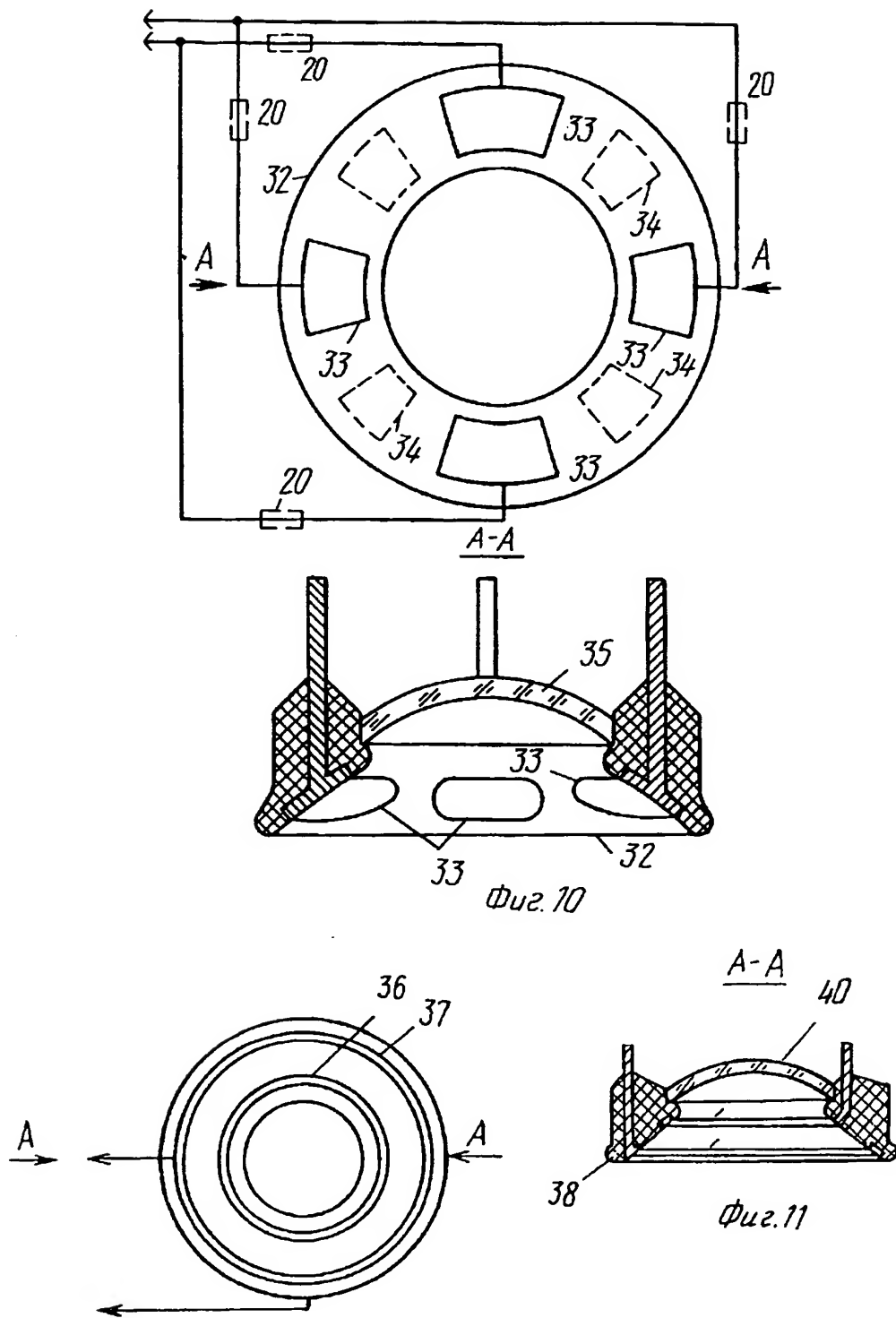
RU 2063199 C1

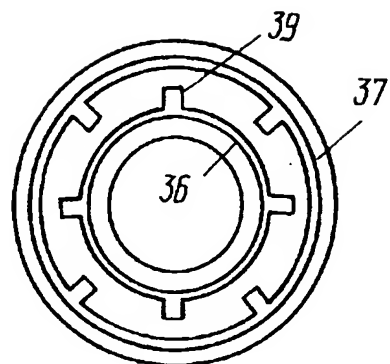


Фиг. 8

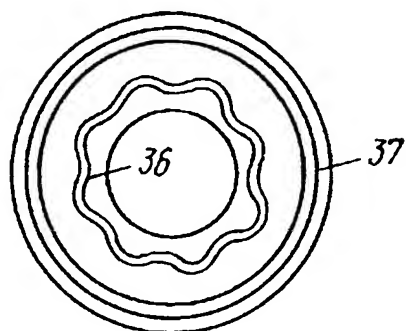


Фиг. 9

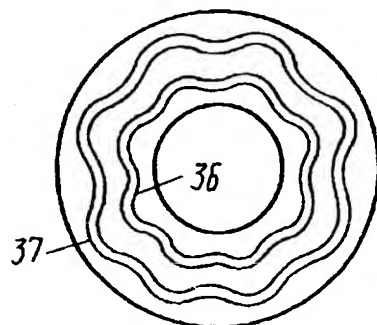




Фиг. 12



Фиг. 13



Фиг. 14